



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

RESPIRACE PŘI POKLESU ÚROVNĚ BDĚLOSTI

RESPIRATION IN DECREASING OF ALERTNESS LEVEL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

DANIEL VYŠKOVSKÝ

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. OTO JANOUŠEK

BRNO 2011



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Daniel Vyškovský

ID: 115123

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Respirace při poklesu úrovně bdělosti

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte fyziologii dýchací soustavy a problematiku měření respirace. Seznamte se s výukovým a experimentálním systémem pro měření respirace a pomocí něj realizujte měření statisticky významné skupiny dobrovolníků. Měření proveďte podle vlastního protokolu. Seznamte se s metodami pro měření respiračních parametrů a vhodnou z nich aplikujte v programovém prostředí Matlab na naměřené signály. V grafickém programovém prostředí Matlabu vytvořte aplikaci pro automatickou analýzu naměřených signálů, výsledky statisticky zpracujte a vyhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] WEST, J. Respiratory physiology: the essentials, Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- [2] HONZÍKOVÁ, N. Biologie člověka. CERM s.r.o. 1995.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Cílem této práce je realizovat měření respirace na spánkově deprivovaných dobrovolnících a následně provést statistickou analýzu naměřených dat. V první části práce je probrána fyziologie dýchání. V navazující části je popsáno praktické měření respirace dle vlastního protokolu na dobrovolnících při snížené vigilitě. Dále je popsána realizace zpracování naměřených signálů v grafickém programovém prostředí Matlab. Data z takto analyzovaných signálů poté posloužila jako základ pro statistické zhodnocení. Na závěr jsou diskutovány změny v dýchání.

KLÍČOVÁ SLOVA

respirace, pokles úrovně bdělosti, usínání, spánková studie

ABSTRACT

The aim of this work is to conduct measurements of respiration on sleep deprived volunteers and consequently provide statistical analysis of these data. Physiology of respiration is discussed in the first part. In the following part of the work a measuring protocol on volunteers in decreasing of alertness level is described. Further the processing of measured signals using the graphical interface in Matlab is defined. Data from these analysed signals are then used as input values for statistical assessment. In conclusion, alterations in respiration are discussed.

KEYWORDS

respiration, decreasing of alertness level, falling asleep, sleep study

VYŠKOVSKÝ, D. *Respirace při poklesu úrovně bdělosti*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. 46 s. Vedoucí práce byl Ing. Oto Janoušek.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Respirace při poklesu úrovně bdělosti“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Otu Janouškovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

1	Úvod	9
2	Respirace	10
2.1	Fyziologie dýchání	10
2.2	Dechové objemy	12
2.3	Měření dechových parametrů	14
2.4	Snížená bdělost, mikrosпánek	15
2.5	Respirace ve spánku	17
2.6	Polysomnografie	19
3	Měření	21
3.1	Zapojení	22
3.2	Standardizace měření	26
4	Analýza signálu	27
4.1	Detekce respiračních maxim a minim	27
4.2	Měřené parametry	30
4.3	GUI	32
5	Statistické zhodnocení	37
5.1	T-test	37
5.2	Korelace	41
6	Závěr	43
7	Literatura	45

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Dýchací cesty ([1])	11
2.2	Dechové objemy [18]	13
2.3	Model řízení spánku ([8])	17
3.1	Měřicí pracoviště	21
3.2	System Biopac	22
3.3	Respirační pás a snímač reakční doby	23
3.4	Záznam signálů v programu Biopac (EEG, respirace, kožní odpor a EKG)	25
4.1	Signál před a po filtraci dolní propustí	30
4.2	Záznam signálu s detekovanými inspiračními maximy a minimy . . .	32
4.3	Programové okno při spuštění	33
4.4	Programové okno (grafická část) po analýze signálů	34
4.5	Programové okno (vypočtené parametry) po analýze signálů	35
4.6	Celý záznam se světle modrou úsečkou znázorňující úseky spánku . .	35
5.1	Krabicový graf frekvencí ve spánku a bdělosti	40
5.2	Krabicový graf amplitud ve spánku a bdělosti	41

SEZNAM TABULEK

3.1	Sekvence začátku měření	24
5.1	Měřené osoby	37
5.2	Naměřené hodnoty parametrů – období bdělosti	38
5.3	Naměřené hodnoty parametrů – období spánku	39
5.4	Výsledky t-testu pro frekvenci spánek vs. bdělost	39
5.5	Korelační matice pro dechové parametry ve spánku	41

1 ÚVOD

Dýchání je spolu s krevním oběhem a vědomím jednou ze základních vitálních funkcí. Jeho monitorování je nezbytné při operačních zákrocích, i při následné kontrole stavu pacienta. Většinou postačí prostá detekce dýchacích pohybů, případně z toho odvozená dechová frekvence. Pokud je však potřeba přesnějšího popisu a diagnózy, lze měřit jednotlivé dechové objemy, koncentrace plynů apod.

Období, kdy se u člověka vyskytuje snížená bdělost, může být potenciálně nebezpečné nejen pro dotyčnou osobu, ale také pro osoby v její blízkosti. Je velmi důležité detekovat možný nástup snížené vigility a danou osobu o tomto zavčas varovat. Typickým případem je detekce mikrospánku u řidičů vozidel. Obzvláště při této činnosti je mikrospánek nebezpečný, kdy proběhne bez předchozího varování a dochází až ke smrtelným následkům.

Dalším rozšířeným oborem, ve kterém se uplatní měření dýchání, je v případě spánkových studií. Identifikace pacientů s poruchami během spánku souvisejícími s respirací zvýšila zájem o měření dýchání ve spánku jak u zdravých, tak nemocných osob. Takováto měření se provádí na specializovaných pracovištích a výsledky, většinou z celonočního záznamu, jsou hodnoceny lékaři v oboru.

2 RESPIRACE

2.1 Fyziologie dýchání

Dýchání nebo-li respirace je periodický děj, při kterém se vyměňují dýchací plyny mezi organismem a zevním prostředím. Probíhá ve dvou fázích – inspirace (nádech) a expirace (výdech), které zabezpečují každou minutu přísun 250ml O_2 a odsun 200ml CO_2 , nutných k pokrytí metabolických požadavků organismu. Respirační systém sestává z plic (umožňují výměnu dýchacích plynů), z hrudní stěny a dýchacích svalů, které stahem nebo roztažením mění objem hrudníku.[2]

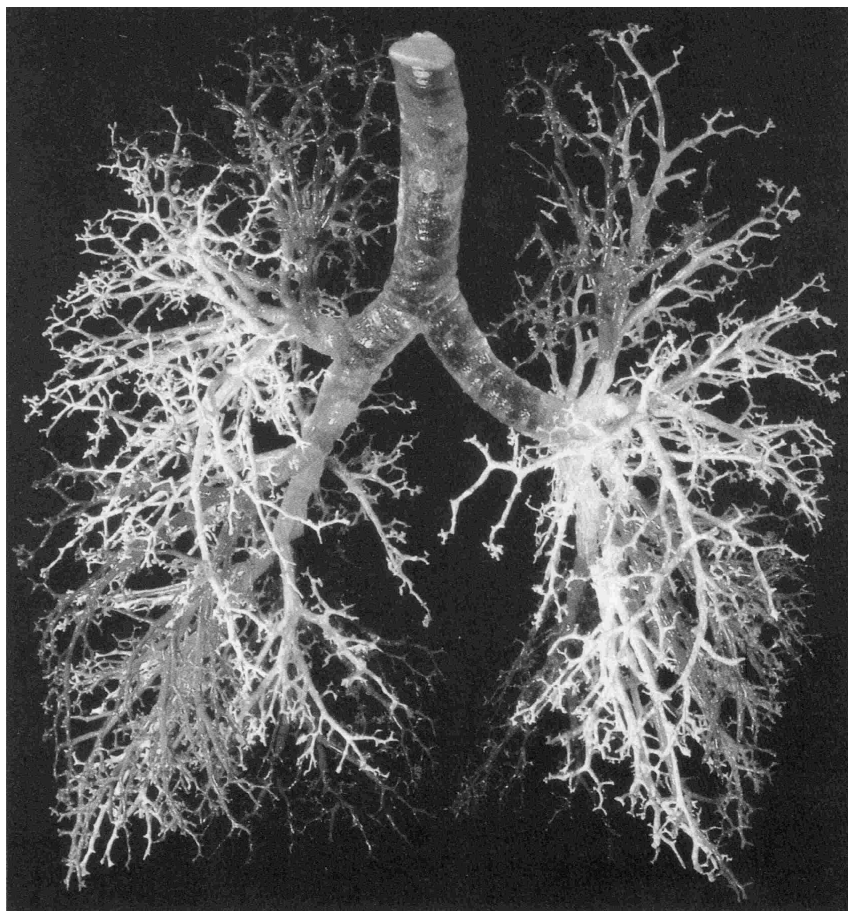
Podmínkou proudění vzduchu v dýchacích cestách je tlakový rozdíl mezi atmosférou a alveoly. Plicní tkáň neobsahuje svalovinu, z tohoto důvodu plíce pasivně sledují změny tlaku, ke kterým dochází v pleurálním prostoru mezi pleura parietalis (pohrudnice) a pleura visceralis (poplicnice). Tlak v této pleurální dutině je při klidném dýchání vždy negativní (subatmosférický). Hlavní význam tohoto podtlaku spočívá v tom, že udržuje plíce rozepjaté, čímž umožňuje sledovat objemové změny hrudníku. Během inspirace se hlavní dýchací sval bránice a pomocné mezižeburní svaly kontrahují, čímž zvětšují objem v dutině hrudní. Tímto zvětšením objemu dochází v plicích k podtlaku a vzduch z vnějšího prostředí proudí dovnitř. Rychlost proudění závisí na velikosti rozdílu tlaku v plicích a tlaku atmosférického. K následnému výdechu je zapotřebí, aby uvedené svaly zrelaxovaly a umožnily zmenšení objemu v plicích. V klidovém stavu je inspirace dějem aktivním, zatímco expirace dějem pasivním. Expirace se však může také stát aktivním dějem, a to při cvičení či nuceném výdechu (kašel).[1][2]

Dýchání dělíme na zevní, což je výměna dýchacích plynů mezi krví a plícemi a na dýchání vnitřní, které probíhá mezi krví a tkáněmi. Tři základní funkce respiračního systému jsou poskytnutí dostatečného přísunu kyslíku organismu, výdej oxidu uhličitého a regulace pH krve.[2][4]

Vdechovaný vzduch se dostává do plic skrze dýchací cesty. Ty dělíme na horní a dolní dýchací cesty. Do horních cest patří dutina nosní, hltan a hrtan. K dolním cestám řadíme průdušnici, průdušky, průdušinky a plíce. Průdušinky se ještě

dále větví v alveolární chodbičky, které končí v plicních sklípcích (alveolech). Dýchací cesty můžeme také dělit na část vedoucí vzduch a na část respirační, tedy oblast kde dochází k samotné výměně dýchacích plynů. Jelikož dýchací cesty vedoucí vzduch nejsou v kontaktu s plicními sklípkami a nepodílí se tudíž na výměně plynů, označujeme je jako anatomický mrtvý prostor. Velikost tohoto prostoru se udává asi 150ml.[17]

Na obrázku 2.1 lze vidět dýchací cesty člověka. Alveoly byly odstraněny pro zviditelnění části vedoucí vzduch od průdušnice po terminální průdušinky.



Obr. 2.1: Dýchací cesty ([1])

Dýchací pohyby jsou pod duální kontrolou centrálního nervového systému. Mohou být prováděny volně tímto způsobem jako pohyby paže nebo nohy. Jestliže však na dýchání není zaměřena vědomá pozornost, objevují se spontánní rytmické

svalové kontrakce. Spontánní dýchání je udržováno rytmicky aktivními motoneurony, nacházející se v krčním a hrudním míšním segmentu, které inervují respirační svaly. Těmto motoneuronům je nadřazeno dýchací centrum v prodloužené míše. Dechový rytmus může být navíc pozměněn různými endogenními a exogenními vlivy, jakými jsou informace o parciálních tlacích O_2 , CO_2 a pH arteriální krve. Uvedené změny mohou vést k částečné zástavě dýchání (bradypnea, hypoventilace), úplné zástavě dýchání (apnea), nebo zvýšení dechových pohybů (hyperpnea, hyperventilace). Bylo zjištěno, že různé druhy neuronů jsou aktivní pouze při určité fázi dechového cyklu.[6][16]

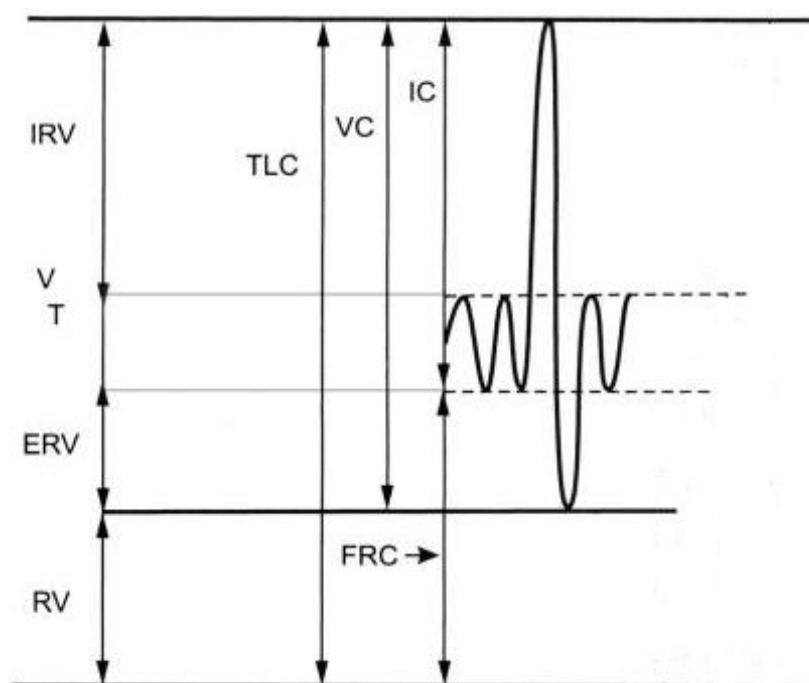
Vdechovaný vzduch z atmosféry představuje směs několika plynů. Pro potřeby organismu je nejdůležitější obsah a parciální tlak O_2 a CO_2 . Parciální tlaky závisí na atmosférickém tlaku. Tedy při atmosférickém tlaku 101,3kPa je parciální tlak O_2 21kPa. Atmosférický, alveolární a vydechovaný vzduch se navzájem liší zastoupením a parciálními tlaky jednotlivých plynů. Alveolární vzduch má oproti atmosférickému nižší obsah kyslíku a vyšší obsah oxidu uhličitého.[2]

Pro přestup plynů skrz alveolární membránu se uplatní difuze, popsaná Fickovým zákonem. Ten stanoví, že míra prostupnosti plynu skrze tkáň je přímo úměrná ploše tkáně, difuzní konstantě a rozdílu parciálních tlaků plynu na obou stranách tkáně a nepřímo úměrná tloušťce tkáně. Plocha alveolární membrány je enormní (50 až 100 metrů čtverečných) a tloušťka je pouhé 0,3 μ m, takže parametry membrány jsou ideální pro difuzi. Difuzní konstanta je úměrná rozpustnosti plynu v tkáni, to má za následek, že CO_2 prostupuje skrz membránu 20krát rychleji než O_2 . [1]

2.2 Dechové objemy

Jak již bylo zmíněno, dýchání je proces nadechování, vydechování a výměny plynů až po buněčnou úroveň. Testy pro sledování změn v tomto procesu se nazývají pulmonální testy. Základními parametry, které sledujeme, jsou průtok, objem a tlak dýchacích plynů. Celý dechový cyklus lze popsat řadou parametrů, které změříme spirometrem. Výsledný záznam změny objemu v čase se nazývá spiogram. Celková plicní kapacita se skládá ze čtyř základních, nepřekrývajících se, objemů.

- U osoby v klidu je objem vdechnutého nebo následně vydechnutého vzduchu označen jako **dechový objem (VT)**. Fyziologická hodnota je kolem 0,5l.
- Po klidném nádechu je možné ještě vdechnout určitý maximální objem vzduchu – **inspirační rezervní objem (IRV)**.
- V plicích vždy zůstane určité množství vzduchu, které nelze vydechnout. Po klidném výdechu zůstává v plicích kolem 1,5l. Tento objem se nazývá **expirační rezervní objem (ERV)**.
- I po usilovném výdechu zůstává v plicích určité množství vzduchu, označované jako **reziduální plicní objem (RV)**.



Obr. 2.2: Dechové objemy [18]

Poslední dvě jmenované hodnoty (ERV, RV) však již nelze měřit klasickým spirometrem. K jejich určení se používá plynová diluční technika nebo celotělový pletysmograf. V praxi se velmi často používají další parametry (statické plicní kapacity), které získáme součtem jednotlivých již zmíněných primárních objemů.

- Vitální kapacita (VC) je objem, který může být vypuzen z plic usilovným výdechem po maximálním nádechu (DO+IRO+ERO).

- Celková plicní kapacita (TLC) je součtem vitální kapacity a reziduálního objemu ($VC+RV$).
- Inspirační kapacita (IC) je součtem dechového objemu a inspiračního rezervního objemu ($VT+IRV$).
- Funkční reziduální kapacita (FRC) je součtem expiračního rezervního objemu a reziduálního objemu ($ERV+RV$). [3][7]

Nejčastěji stanovovaným parametrem je frekvence dýchání kvůli své snadné detekovatelnosti (možné provádět vizuálně, bez přístrojového vybavení). Dechová frekvence je asi 15 cyklů za minutu a mění se dle tělesné a duševní aktivity. Součinem dechového objemu a dechové frekvence je minutový objem (minutová ventilace). Z tohoto objemu (7, 5l) však jenom část (5, 3l) připadá na alveolární dýchání. Zbytek připadá na mrtvý prostor. Při tělesné zátěži se u trénovaných osob dosahuje zvýšení minutové ventilace zvýšením dechového objemu. U osob netrénovaných je to zvýšením dechové frekvence. Ventilace je obtížnější při zvětšení mrtvého prostoru (např. dýchací maskou) a méně účinná při rychlém povrchním dýchání. [1][2]

2.3 Měření dechových parametrů

Spirometrie je měřicí metodou pro hodnocení plicních objemů. Spirometrické testy dělíme na statické a dynamické. U statických se zajímáme primárně o objem (VC, VT), u dynamických testů je zároveň velmi důležitá informace o čase (usilovná vitální kapacita (FVC), vitální kapacita za 1 sekundu (FEV_1)).

Klasickým typem spirometru je zařízení skládající se ze zvonu s vodním těsněním. Testovaný jedinec se k vnitřnímu prostoru zvonu připojí přes náustek a tubus. Při dýchání se pohyb zvonu registruje na kymograf. Výhodou této metody je přímé měření objemů. Nevýhodou pak uzavřená cirkulace vzduchu (ve spirometru se zvyšuje koncentrace CO_2), která se musí řešit oddělením nádechové a výdechové ventilační trasy a také rozměrnost zařízení. V dnešní době jsou spirometry založeny na měření rychlosti proudění vzduchu definovaným průměrem (pneumotachograf). Integrací průtoku v čase je možné stanovit množství nadechnutého a vydechnutého vzduchu. Nejčastěji používané 3 typy pneumotachografů:

- Snímač s odporem (tvořený sítí mikrokapilár) je založen na principu měření rozdílu tlaků před a za tímto odporem. Tlaková difference určuje rychlost proudícího vzduchu, za splnění podmínky, že je proudění laminární. Z tohoto důvodu má tubus kónické zakončení na obou stranách.
- Měřicí otáčky. Nadechovaný a vydechovaný vzduch roztáčí malou turbínku, která je velmi lehká a klade malý odpor proudícímu vzduchu. Otáčky, které snímáme bezkontaktně (opticky) jsou úměrné rychlosti proudění.
- Snímač s vyhřívaným anemometrem. Tenký drát umístěný napříč v průřezu tubusu je vyhříván elektrickým proudem. Při dýchání se drát proudícím vzduchem ochlazuje a snižuje tak jeho teplotu i odpor. Takto vyvolaná změna odporu řídí zpětnovazební elektronický obvod, který nastaví původní teplotu. Vyhodnocená difference vyhřívacího proudu nese informaci o měřeném proudu vzduchu.

Pro monitorování dýchání slouží pneumografy, které registrují pohyby hrudníku.

- Piezorezistivní tenzometr měří mechanické namáhání pásu, který je umístěn na těle pacienta. Změna odporu je určena mírou deformace pásu. Tímto způsobem lze měřit výskyt a frekvenci dýchání.
- Impedanční pneumograf hodnotí změnu impedance hrudníku během dýchání. K měření se využívá dvojice elektrod, které slouží jako budící i měřicí. Zvětšení objemu hrudníku má za následek zvýšení elektrické impedance, ta však závisí na mnoha dalších faktorech (pozice elektrod, obsah tělních tekutin apod.).
- Dále se využívá ještě tlakový snímač, u kterého je změna objemu hrudníku převedena na změnu tlaku a indukční pneumograf, využívající změny indukčnosti cívky přiložené na tělo pacienta.[5][7]

2.4 Snížená bdělost, mikrosnípek

Tři základní stavy řízení organismu jsou: bdělost, NREM spánek a REM spánek. Při bdělosti je řízení dýchání poměrně složité. Přičemž NREM a REM spánek se projevují velmi podobně. Uplatňuje se řízení z několika center: bulbární (metabolická složka), telencefalické struktury (behaviorální složka) a spinální motoneurony.[8]

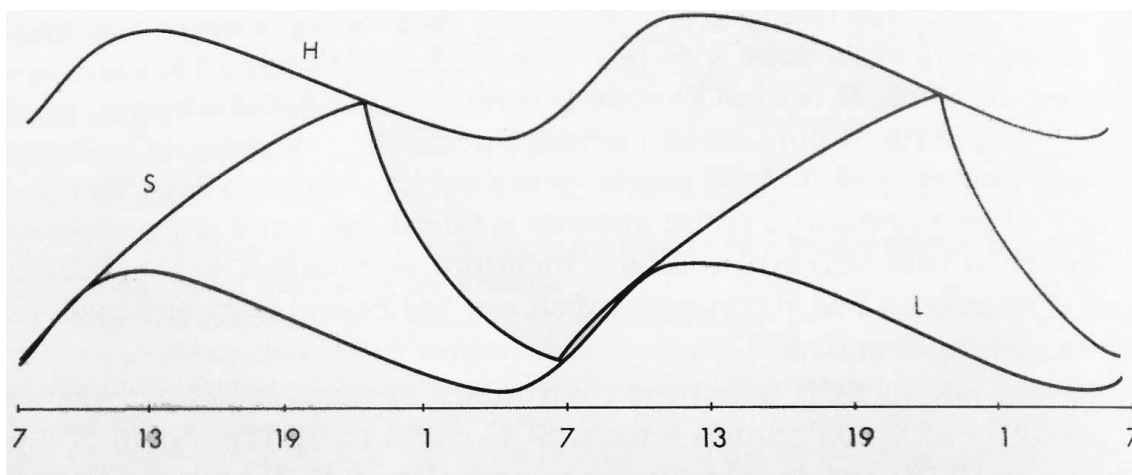
Přechodný stav mezi bdělostí a spánkem je usínání, v angličtině vyjádřeno termínem „sleep onset latency“. Mikrospánek jako stav podstatně snížené vigility a pozornosti je nebezpečný nejen pro svého nositele, ale často i pro širokou veřejnost (řidiči, strojvůdci). Mikrospánek může být krátce trvající povrchní spánek, který je buďto mělký s otevřenými očima nebo hluboký se zavřenými očima a s možným přechodem do první fáze synchronního spánku. Abychom mohli zjistit pokles pozornosti, musíme sledovat nejvýznamnější parametry, které nám jej budou jednoznačně identifikovat. K takovým parametrům patří:

- elektrická aktivita mozku,
- dechová frekvence,
- tepová frekvence,
- oční pohyby.[9][10]

Na rovnováhu mezi spánkem a bděním má vliv homeostatická tendence spát. Ta je určována délkou předchozí bdělosti. Tento jev namodeloval v 80. letech Borbély (obrázek 2.3). V tomto modelu vystupují dva základní parametry:

1. Cirkadiánní kolísání tendence spát, které bylo zjištěno opakovaným měřením latence usnutí při dlouhodobé spánkové deprivaci. Toto kolísání má zhruba sinusoidní průběh.
2. Homeostatický parametr, který se během bdělosti kumuluje a naopak během spánku spotřebovává (S). Tato hodnota se při fyziologickém stavu pohybuje mezi křivkami L a H. Pokud proces dosáhne křivky H (usnutí), akumulace končí. Spotřebovávání končí, když hodnota poklesne ke křivce L (probuzení).[8]

V grafu, kde x-ová osa reprezentuje denní hodiny jsou zakresleny zmíněné průběhy (S, L a H). V bodě, kde křivka S dosáhne křivky H, nastupuje spánek a v bodě, kde dosáhne křivky L, dochází k terminaci spánku. Tedy období mezi 23. a 7. hodinou.



Obr. 2.3: Model řízení spánku ([8])

Studie [15] ukázala, že variabilita hladiny bdělosti je vyšší v dopoledních hodinách a snižuje se v průběhu dne. Bdělost se tedy ukazuje být stabilnější v odpoledních hodinách, kolísání je větší dopoledne. Pokles bdělosti během uvedené studie vznikl náhle, měl krátké trvání. Pokles byl následován rychlým vzestupem až na původní hladinu bdělosti. Pokusné osoby si období mikrosněpku zpravidla neuvědomovaly. Během dne se opakují rytmické změny, se střídáním vyšší a nižší hladiny bdělosti každých 60–110 minut. Při zaměření na krátkodobé kolísání bdělosti lze konstatovat, že postupné usínání není jednosměrně probíhající děj. Skutečností je, že se jedná o rychlé střídání period s různou hladin vigility. I při značné únavě a rychlém usínání se zpravidla objevují několikasekundová období s plnou bdělostí. Periody s plnou bdělostí jsou osobami vnímány dobře, zatímco přítomnost krátkých období mikrosněpku pozornosti uniká. Tato studie byla prováděna polygraficky, tedy bez aktivní účasti pacienta. Zjišťování reakční doby vyžaduje aktivní spolupráci vyšetřované osoby, což samo o sobě ovlivňuje úroveň bdělosti.

2.5 Respirace ve spánku

Spánek je kontinuální a přechod mezi ním a bdělostí je z mnoha důvodů rychlý děj. Spánek označujeme jako rytmicky se vyskytující stav organismu, který lze popsat sníženou reaktivitou na vnější podněty, sníženou aktivitou pohybovou a sníženou

kognitivní činností. Narozdíl od kómatu a hibernace je spánek okamžitě reverzibilní stav. Řízení základních vegetativních funkcí (dýchání, krevní oběh, tělesná teplota) je ve spánku odlišné a liší se i v období NREM a REM spánku. Pouhé navození probuzení vyvolá okamžité změny daných parametrů do bdělostního pohotovostního stavu. Ve stádiích usínání a spánku NREM 1 je nastaven nový režim řízení ventilace, přičemž je větší pravděpodobnost respiračních abnormalit. Při usínání může dojít k opakovanému střídání hypoventilace a hyperventilace. Při spánku NREM 2, 3 a 4 je respirace stabilizovaná, uplatňuje se pomalejší frekvence a dechový objem se zmenšuje. Během REM spánku je dýchání nepravidelné, oproti NREM spánku však není z hlediska celkového minutového objemu odlišné.[8]

Během spánku pozorujeme snížení metabolických pochodů, také u respirace dochází k poklesu. To je možné vysvětlit změnami v horních cestách dýchacích. Během začátku spánku se hltan částečně uzavírá, což má za následek zvýšení odporu dýchacích cest. Další měřitelnou změnou ve spánku je zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého a snížení hladiny parciálního tlaku kyslíku v arteriální krvi. Průběh respirační křivky velmi závisí na stádiu spánku. Spánek dělíme na dvě základní fáze: REM (Rapid eye movement) a NREM (Non rapid eye movement). NREM se dále ještě dělí na 4 fáze. Podle zprávy AASM (American Academy of Sleep Medicine) z roku 2007 je 3. a 4. fáze sloučena do jedné (NREM má pouze 3 fáze) [19]. První a druhá fáze je označena jako nepravidelná (lehká fáze), třetí a čtvrtá fáze pak jako pravidelná.

- NREM spánek

- Fáze 1 je postupný přechod z bdělosti do spánku. V této fázi je možné osobu velmi snadno vzbudit. Tuto fázi můžeme pozorovat i během noci po přechodném probuzení.
- Fáze 2 je považována za skutečný začátek spánku. Mizí oční pohyby, mozková aktivita ustává.
- Fáze 3 a 4 je označována jako období hlubokého spánku. Oční a svalové pohyby jsou omezeny na minimum. Osobu je velmi těžké probudit.

- REM spánek

- charakteristický přítomností snů, náhlý výskyt očních pohybů.

Během nepravidelného NREM spánku se objevují časté oscilace amplitudy dýchání. Frekvence však zůstává relativně stálá. Naopak během probouzení je vysoká amplituda dechů. U pravidelné NREM fáze je dýchání vysoce pravidelné a minutová ventilace klesá. Hypoventilace je zřejmě způsobena ztrátou bdělostního stimulu, nebo inhibičním efektem neznámého spánkového procesu [12]. U REM fáze spánku je dýchání velmi proměnlivé s náhlými změnami v amplitudě i frekvenci. U některých osob může nastat i apnea (zástava dýchání).

Dle studie provedené týmem z Coloradské univerzity [14], je minutová ventilace ve všech stádiích spánku nižší než v bdělém stavu. Dále bylo zjištěno, že během REM fáze byla minutová ventilace významně nižší než v NREM fázi. Dýchání během spánku bylo mnohem rychlejší a mělčí než během bdělosti. Přičemž dechový objem v REM fázi poklesl na 73% objemu v bdělosti a minutová ventilace na 84%. U pozorovaných subjektů byla zaznamenána hypoxie a hyperkapnie během celé doby spánku. Rozdíl v parametrech ventilace nebyl mezi pohlavími pozorován.

2.6 Polysomnografie

V klinické praxi se používá metoda polysomnografie. To jest měření, kdy pacient je pozván na klinické pracoviště a sledován po celou noc. Provádí se simultánní záznam více parametrů: EEG, EKG, dýchací úsilí (pohyby hrudníku a břicha), oxymetrie, poloha těla. Výsledné hodnoty jsou pak sestaveny z mnohem delšího úseku a mohou podat ucelenější zprávu o stavu pacienta. Výhoda spočívá v tom, že pacient je sledován po celou dobu spánku a lze tedy detekovat parametry v různých stádiích. Je to výhodná metoda pro diagnózu spánkových poruch. Mezi takové poruchy se řadí spánková apnoe, periodické pohyby končetin (anglicky „periodic limb movement disorder“).[13]

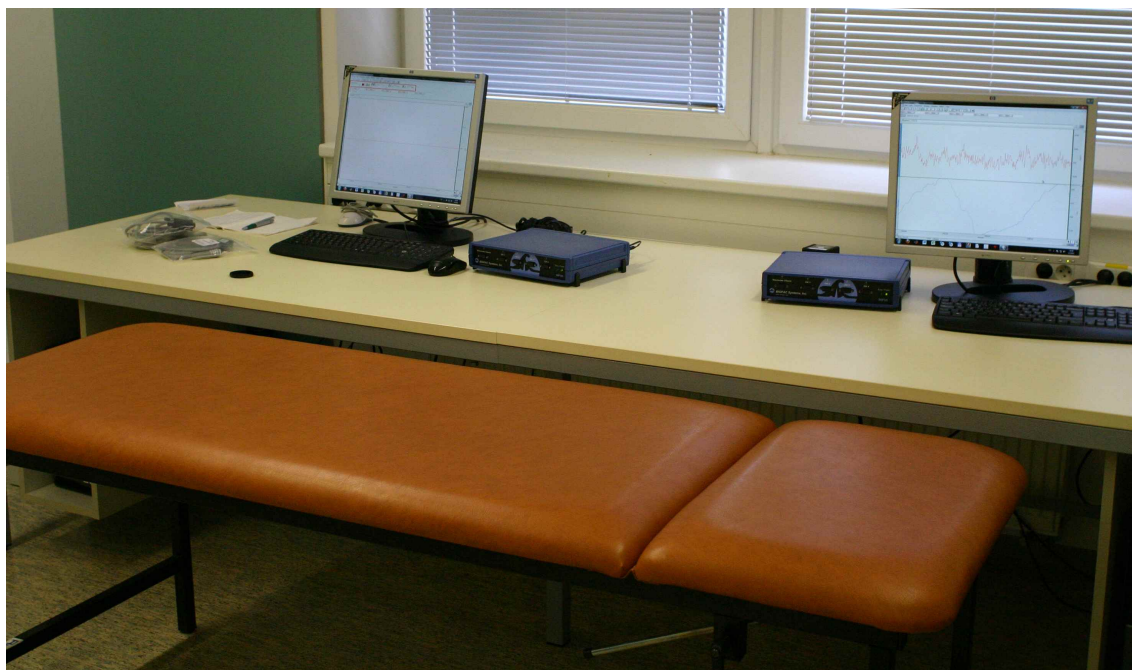
Záznam dýchání se skládá ze záznamu dechu a dýchacího úsilí (pohyby hrudníku), nebo jde o záznam nitrohrudního tlaku. Záznam dechu se snímá pomocí tří v sérii zapojených termistorových senzorů, které se umisťují před nosními průduchy a ústy. Měření dechových objemů pomocí obličejové masky se v praxi nepoužívá. Dýchací úsilí se hodnotí jako pohyb hrudníku a břicha za pomoci dvou elastických pásů.[8]

Místnost, ve které je prováděna polysomnografie, by měla být pokud možno zvukotěsná, s dobře regulovatelným osvětlením a teplotou. Ve většině případů je v místnosti instalována kamera s audio zařízením pro sledování pohybů pacienta a dechových zvuků.[12]

U některých osob může připojení všech měřících přístrojů způsobovat jistý diskomfort. Proto je potřeba, aby osoba určitou dobu před zahájením měření ležela uvolněně na lůžku a pokud možno nevnímala rušivý element zapojené techniky. V článku [11] je uvedeno, že měření po jednu noc může vést ke klamným výsledkům. První noc měření je ovlivněna větší mírou bdělosti, delší dobou přechodu do spánkové fáze, sníženou dobou REM spánku a celkově větší fragmentací spánku.

3 MĚŘENÍ

Samotné měření probíhá ve spolupráci s dalšími třemi kolegy, kdy na pozorované osobě každý měří svůj zadaný biosignál. Těmito signály jsou EKG, EEG, kožní odpor a respirace. Měření probíhá v laboratoři na UBMI, pomocí laboratorního měřicího zařízení Biopac. Toto zařízení umožňuje současné snímání všech signálů.



Obr. 3.1: Měřicí pracoviště

Použité vybavení:

- BIOPAC Respirační snímač SS5LB
- BIOPAC Snímač reakční doby SS10L
- 2 x BIOPAC sběrná jednotka MP30
- BIOPAC Student Lab Pro (Biopac SLP)



Obr. 3.2: Systém Biopac

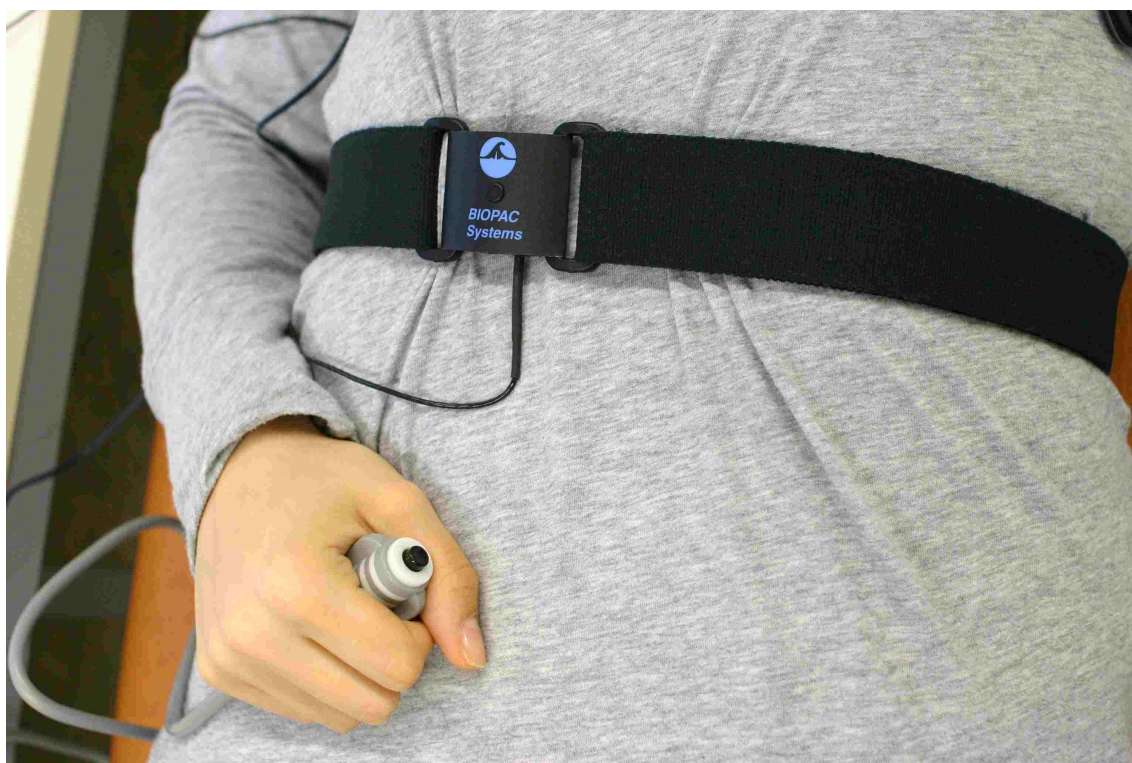
Abychom docílili navození poklesu úrovně bdělosti, požádali jsme vždy danou osobu, aby noc před měřením spala kratší dobu než na kterou je normálně zvyklá. Tím docílíme toho, že narušíme pravidelný spánkový režim a druhý den se bude dobrovolník cítit unaven. V takovémto stavu je mnohem vyšší pravděpodobnost, že dojde k poklesu úrovně bdělosti vedoucí až ke spánku během našeho měření. Existují i jiné možnosti jak navodit pokles vigilance. Například zvýšená fyzická aktivita následovaná únavou, nebo požití medikamentů (prášky na spaní). Nicméně pro jednotnost pokusu a eliminaci odlišných reakcí osob na zmíněné alternativy (různá míra fyzické zdatnosti, nepredikovatelné reakce na medikamenty), byl využit způsob kratší spánkové doby noc před měřením.

Osobně jsem byl podroben měření. Zvyklý na 7–8 hodin spánku, noc předtím naspána pouze 1 hodina spánku.

3.1 Zapojení

Respirace je zaznamenávána piezoelektrickým snímačem, který upevníme elastickým pásem kolem hrudníku. Tento snímač převádí rozšíření a kontrakci hrudníku na změnu napětí. Během jednoho respiračního cyklu se tedy zaznamená nárůst napětí při nádechu (vzestupný segment na křivce) a pokles napětí při výdechu (sestupný

segment na křivce). Pro správnou kalibraci snímače je nutné, aby byl elastický pás na konci nádechu mírně naplý. Správnost nastavení kontrolujeme na monitoru sledováním respirační křivky. Ne vždy se podaří umístit pás napoprvé správně. Je to dáno zejména tím, že každá osoba je zvyklá (naučená) dýchat jinak. Tím se myslí, že někteří jedinci dýchají více s pomocí břišních svalů a plní tak více dolní část plic. Naopak jiní uplatňují hrudní dýchání. Tyto rozdíly je potřeba zohlednit při umístění pásu, aby došlo k řádnému záznamu dýchacích pohybů. U jedné osoby dokonce bylo pozorováno v období spánku jakoby dvojitý dýchání, kdy nádech probíhal skrze břišní svaly a výdech pak s pomocí pohybu hrudníku a následně opět břišních svalů. To se také nepříznivě projevilo v respiračním záznamu, protože nebyl zachycen přesný začátek jednotlivých expirií v důsledku umístění pásu.



Obr. 3.3: Respirační pás a snímač reakční doby

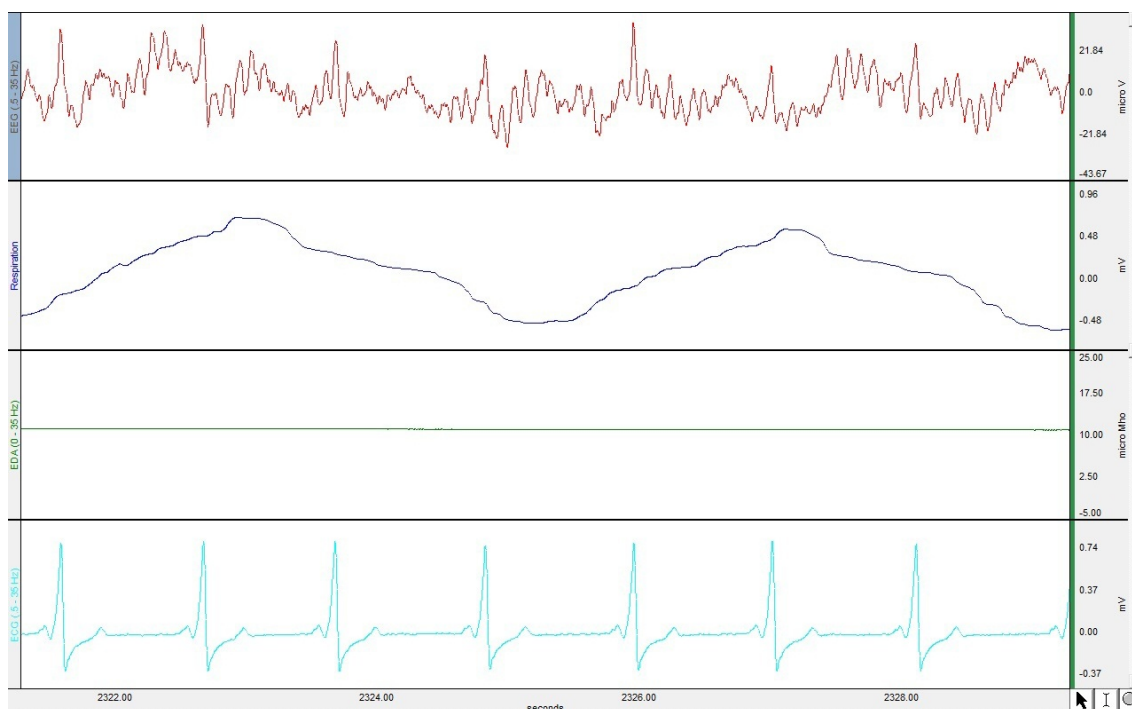
V programu Biopac SLP jsou předdefinovány parametry měření jednotlivých biologických signálů. Pro respiraci se využívá následující nastavení digitálního filtru. Dolní propust s mezní frekvencí 66,5Hz, činitel jakosti filtru $Q = 0,5$. Zesílení

je hardwarově nastaveno na 1000x, offset je 0mV. V programu je zaznamenávána spirometrická křivka – osa x je osa časová [s], osa y nese hodnoty napětí [mV]. Měření probíhá podle následujícího protokolu. Po nasazení všech měřících senzorů necháme dobrovolníka, aby si zvykl na tuto změnu. Je zřejmé, že u některých osob může způsobit takovéto napojení na přístroj fyziologické změny oproti normálnímu stavu. Tuto změnu nemůžeme jinak eliminovat, než nechat osobu po určitou dobu v klidu, aby se měřené fyziologické hodnoty pokud možno opět ustálily. Následně přistoupíme k samotnému měření, kdy během 1. minuty se provádí kontrola zobrazených signálů (správné rozsahy, kontrola správnosti kalibrace). Poté proběhne sekvence uvedená v následující tabulce 3.1:

	čas [s]					
zavřené oči	61-80		101-120		141-160	
otevřené oči		81-100		121-140		161-180

Tab. 3.1: Sekvence začátku měření

Tato sekvence je určena hlavně pro signály EEG a kožního odporu, kdy je možné si ověřit, že dochází ke změnám mozkové aktivity při otevřených a zavřených očích. Na tuto úvodní sekvenci navážeme již měřením při zavřených očích po dobu zhruba 40 minut. Po celou tuto dobu je osoba v klidu (snaha co nejvíce omezit pohyby, které by se rušivě projevíly na snímaných signálech), leží uvolněně na lůžku a pokouší se usnout.



Obr. 3.4: Záznam signálů v programu Biopac (EEG, respirace, kožní odpor a EKG)

Do sluchátek je v pravidelných intervalech přiveden zvukový signál. Sledovaná osoba má za úkol při zaznění signálu zmáčknout snímač reakční doby. Tímto způsobem můžeme snadno zhodnotit změny v reakční době v průběhu, kdy osoba usíná. Pokud je osoba opravdu z předešlé noci nevyspalá, měla by se reakční doba na zaznění signálu postupně prodlužovat, až nakonec ustane v případě, že osoba usne. V době, kdy osoba na zvukový signál nereaguje je zřejmé, že nastala druhá spánková fáze.

U prvních tří měření byl interval zvukové signalizace 5s. Programové prostředí Biopac SLP neumožňuje nastavit delší interval ani upravit hlasitost tohoto signálu. Toto se však pro účel našeho měření, po konzultaci s měřenými dobrovolníky, ukázalo jako velmi nevhodné. Častý zvukový signál byl velmi hlasitý a rušivý, takže pro měřenou osobu bylo velmi obtížné usnout. Takovýto záznam reakční doby tedy znehodnocoval plánovaný účel měření – měření signálů na usínající osobě. Proto se přistoupilo k použití zvukové stopy se signalizací každé 2 minuty a možností nastavit hlasitost, která by byla vhodná pro námi navržené měření. Na začátku je ještě

signalizace po půl minutě a v celou minutu, aby bylo možné včas zkontrolovat, že osoba opravdu na signalizaci reaguje a stisk tlačítka je zaznamenán.

Při zkoušení snímače reakční doby se také projevilo, že snímač klade stisku prstem nemalý odpor. Takový, že je možnost, že osoba tlačítko stiskla (avšak menší silou) a na záznamu se signál neobjevil. Abychom částečně minimalizovali tuto chybu, byla osoba vždy po měření dotázána, zda si subjektivně myslí, že opravdu usnula a po určitou dobu nevnímala zvukový signál, ani nestiskla tlačítko. Většina osob si kupodivu pamatovala, pokud u ní došlo k přechodu do druhé spánkové fáze.

3.2 Standardizace měření

Pokud chceme u měření souboru dobrovolníků zachovat objektivitu a použít hodnoty pro vzájemné srovnání a následné statistické zhodnocení, zda došlo k nějakým změnám, je potřeba při každém měření dodržet stejné podmínky. Musíme co nejvíce minimalizovat vliv vnějších podmínek na samotnou osobu a tedy i na měřené parametry. Pro standardizaci měření bylo tedy nutné vždy dodržet následující základní kritéria:

- Teplota v místnosti vždy v komfortním rozmezí 20–22°C
- Zatemnění oken a vypnutí všech zdrojů světla
- Před měřením místnost větrána 10 minut
- Odstranění možných zdrojů hluku
- Hlasitost zvukové signalizace přiváděná do sluchátek vždy stejná
- Spánková deprivace dobrovolníka pro navození stavu snížené bdělosti
- Při měření měl dobrovolník zavřené oči a ležel v klidu

Bohužel nebylo možné zcela eliminovat například zdroje hluků z chodby a vedlejších místností. Taktéž zatemnění žaluziemi nebylo vždy ideální, zejména v případě prudkého slunečního svitu.

4 ANALÝZA SIGNÁLU

Pro zpracování a analýzu naměřených signálů použijí programové prostředí Matlab. Z každého měření je uložen soubor `.acq` a vyexportovaný soubor `.txt`. Prvně jmenovaný slouží pro zobrazení v původním programu BIOPAC Lab Pro. Následně vytvořený textový soubor je určen k použití v programu Matlab (jednotlivé sloupce nesou hodnoty všech měřených parametrů). Při snímání jednotlivých biologických signálů jsme použili vzorkovací frekvenci $f_{vz} = 500\text{Hz}$. V případě záznamu stisku snímače reakční doby postačila vzorkovací frekvence 100Hz .

4.1 Detekce respiračních maxim a minim

V rámci semestrálního projektu byl nejprve použit následující algoritmus detekce inspiračních amplitud:

- Prohledává se signál po jednotlivých vzorcích, dokud není nalezena hodnota nad prahem (cyklus while).
- Při detekci vzorku nad prahovou hodnotou aplikujeme okno, ve kterém hledáme maximální hodnotu odpovídající inspiračnímu maximu.
- Polohu maxima (x -ová i y -ová hodnota) ukládáme do připraveného vektoru.

Hodnoty napětí oscilují v rozmezí $\pm 1,5\text{mV}$, s výjimkou občasných hlubokých nádechů. Hodnota prahu je nastavena na $0,3[\text{mV}]$. Délka okna určuje rozmezí, ve kterém se hledá maximum – určující konec inspiria a počátek expiria. Kromě toho při nastavení správné hodnoty zaručuje, aby se nehledalo maximum dvakrát v jednom dechovém cyklu. Jeden dechový cyklus trvá zhruba 4s , tedy 2000 vzorků. Po mnohém testování a zkoumání výsledků detekce se jako nejvhodnější jeví délka okna 1400 vzorků.

Tento způsob detekce se však později, při naměření osob u kterých došlo ke spánku, jako nedostačující. V období spánku totiž dochází k náhlým poklesům amplitud a nepravidelným změnám ve frekvenci dýchání. Tyto změny není možné zachytit ani úpravou výše zmíněného algoritmu na adaptivní prahování. Také nastává problém s délkou okna, ve kterém se vyhledává maximum, kdy v případě hlubo-

kého nádechu dochází k detekci několika maxim v rámci jednoho dechového cyklu a naopak v období spánku je nalezeno jedno maximum v rámci až několika dechových cyklů. Současně se změnou dechové frekvence se mění hodnoty doby inspiria a expiria. Okno o statické délce však tyto změny nepokryje a detekce není přesná.

Navrhl jsem tedy jiný algoritmus detekce, založený na principu průchodu nulou. Signál respirační křivky svým tvarem připomíná funkci sinus. Pokud je před začátkem měření správně nakalibrován piezoelektrický snímač, dochází mezi každým nádechem a výdechem k průchodu signálu základní nulovou hodnotou 0mV. Toho využiji a pomocí následující cyklu budu vyhledávat jednotlivá maxima a minima v signálu:

- Prohledává se signál po jednotlivých vzorcích, dokud není nalezena hodnota větší než nula
- Hodnota větší než nula se uloží jako maximum a porovná se s následujícím vzorkem. Pokud je hodnota následujícího vzorku větší než hodnota maxima, uloží se tento vzorek jako maximum. Takto se postupuje dokud není hodnota následujícího vzorku menší nula.
- Hodnota a poloha maxima se uloží do určených vektorů `polohy_max` a `hodnoty_max`.
- Obdobným způsobem se detekují a ukládají minima. Polohy maxim a minim jsou poděleny hodnotou vzorkovací frekvence (500) a hodnotou 60 pro vyjádření v minutách k pozdějšímu grafickému zobrazení.

```
while index<N
    k=index+1;
    if resp(index) > 0
        max_hodnota=resp(index);
        while resp(k)>0
            if resp(k)>max_hodnota
                max_hodnota = resp(k);
                poloha_x=k;
            end
        if k<N
```

```

        k=k+1;
    else
        break
    end;
end
polohy_max = [polohy_max, poloha_x/fvz_resp/60];
hodnoty_max = [hodnoty_max, max_hodnota];
end
index=k;
end

```

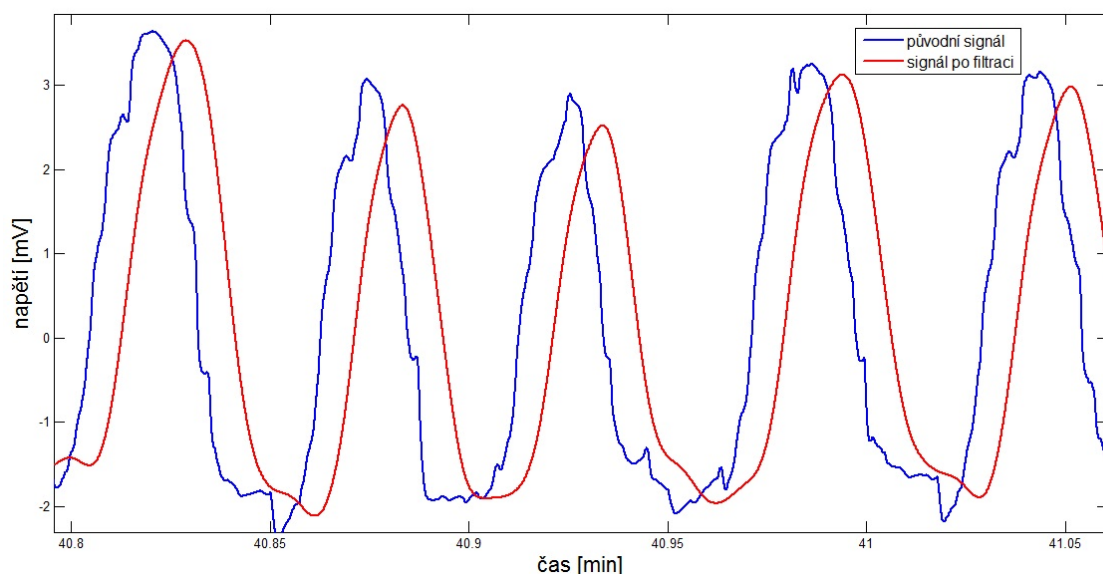
I po této změně však nastal problém s drobnými zákmity v signálu, které se objevují po celou délku signálu. Komplikace způsobují zejména ty artefakty kolem nulové linie, kdy detekční algoritmus tyto vyhodnocuje jako průchody nulou a tedy nesprávně jako jeden dechový cyklus. Toto jsem vyřešil aplikací FIR filtru (`fir1(N, Wn, 'low')` typu dolní propust. Parametry filtru jsou následující: řád filtru $N = 500$, dolní frekvence $W_n = \frac{1}{f_{vz}/2} = 0,004$. Jelikož dýchání je pomalý pohyb s frekvencí kolem 0,25Hz, dojde touto filtrací k očištění od rušivých vyšších frekvencí a vyhlazení celkového průběhu respirační křivky. Signál před a po filtraci lze vidět na obrázku 4.1. Filtrovaný signál je kvůli použití filtru zpožděn o $N/2$ vzorků. Při použití delší N , nedošlo k již výraznějšímu zlepšení ve filtrovaném signálu a následné úspěšnosti detekce. I přes tuto filtraci se občas v signálu objevovaly detekované dechové cykly, které zjevně příslušely artefaktu v signálu. Použil jsem tedy ještě jednoduchou podmínku.

```

if (polohy_min(k) - polohy_max(i)) < 0.005

```

Pokud je doba mezi maximem a minimem, nebo naopak, menší než $1/3s$, tak jsou obě tyto hodnoty z vektoru vymazány. Hodnota $1/3s$ ($0,005 = 1/60/3$) by měla být dostatečně krátká na to, aby se odstranily artefakty a zároveň nedošlo k potlačení skutečných dechových cyklů.



Obr. 4.1: Signál před a po filtraci dolní propustí

4.2 Měřené parametry

Ze získaných záznamů respirace a pomocí zmíněného detekčního algoritmu mohu nyní provést analýzu jednotlivých dechových parametrů. Parametry, které jsem se rozhodl hodnotit jsou následující:

1. Frekvence dýchání (f)
2. Amplituda dechových cyklů (A)
3. Doba inspira (t_{insp})
4. Doba exspira (t_{exp})
5. Poměr doby inspira a exspira (t_{insp}/t_{exp})

Jelikož měříme dýchání u osoby v klidu, je předpoklad, že se sledované dechové parametry budou měnit velmi pozvolna. Naměřený signál o délce 40 minut byl proto rozdělen na 8 úseků po 5 minutách. Tento časový interval byl zvolen, aby se dostatečně projevil případné změny v parametrech a bylo zároveň možné porovnat více hodnot z celého měření.

Frekvence dýchání, v tomto případě by se spíše hodilo přesnější označení četnost, se udává jako počet dechových cyklů za minutu. V každém úseku je samostatně

počítána dechová frekvence dle vzorce:

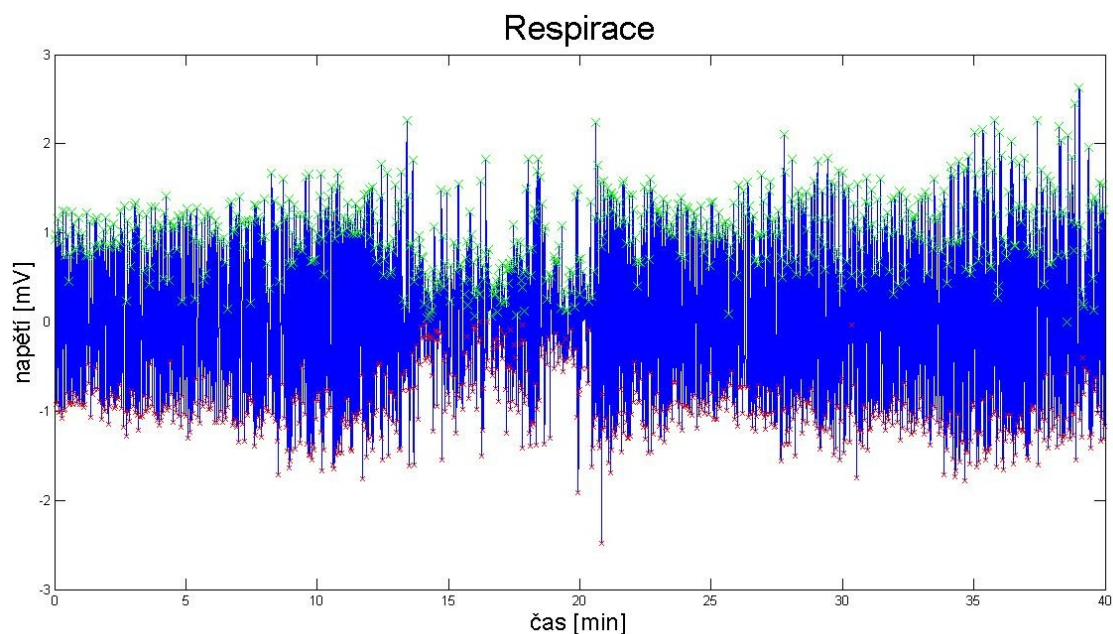
$$f = \frac{D}{\Delta t} \quad (4.1)$$

f je dechová frekvence [min^{-1}], D počet detekovaných inspiračních maxim a Δt časový úsek [s]. Ze vzorce je patrné, že dechová frekvence je zprůměrována pro celý 5-ti minutový úsek. Obdobným způsobem počítám průměrné hodnoty všech ostatních parametrů.

Z detekované polohy maxima lze taktéž jednoduše určit amplitudy jednotlivých dechových cyklů. To by mělo pomoci určit, zda se dýchání změnilo v prohloubené, nebo mělké. Tak lze i nepřímou dokázat, že hodnota dechového objemu vzrostla, případně poklesla. V neposlední řadě ještě určuji hodnotu dvou časových parametrů – doba inspira a doba expira a jejich poměr ($t_{\text{insp}}/t_{\text{exp}}$). Pro výpočet doby inspira a expira je potřeba určit, zda bylo v signálu první detekováno minimum nebo maximum. Jednotlivé hodnoty jsou pak počítány jako prostý rozdíl maxima a předchozího minima (v případě doby inspira), nebo rozdíl minima a předchozího maxima (v případě doby expira).

```
if polohy_max(1)<polohy_min(1)
    for i = 1:(length(polohy_max)-1)
        a = polohy_max(i+1)-polohy_min(i); % Doba inspira (*60 v [s])
        t_insp(i)=a*60; % se počítá od druhého maxima a prvního minima
        b = polohy_min(i)-polohy_max(i); % Doba expira (*60 v [s])
        t_exp(i)=b*60; % se počítá od prvního maxima i minima
    end;
```

Poměr trvání doby inspira a expira je důležitým parametrem, který se využívá při řízení umělé plicní ventilace. V mém případě budu pouze sledovat hodnotu tohoto parametru, zda dochází při poklesu úrovně bdělosti k nějakým změnám.

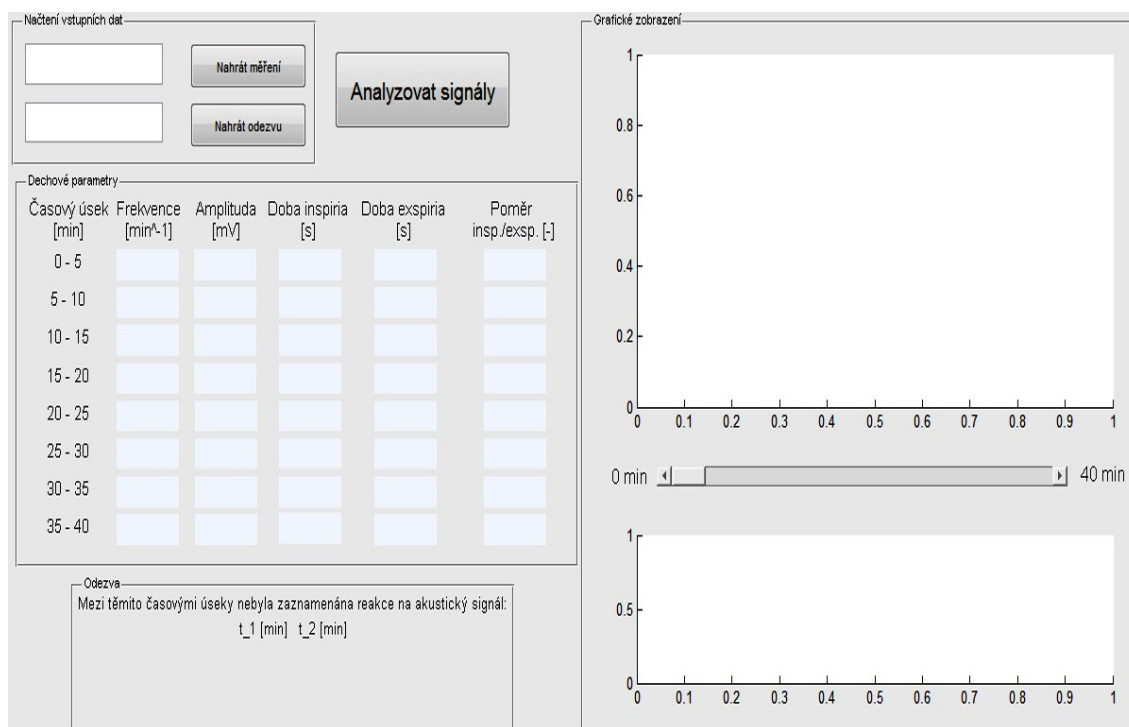


Obr. 4.2: Záznam signálu s detekovanými inspiračními maximy a minimy

V případě měření reakce je taktéž uložen záznam signálu. Pro kontrolu stisknutí tlačítka je použit jednoduchý způsob detekce, kdy není nutné hledat maxima, pouze překročení prahové hodnoty signalizující stisk tlačítka. Toto je realizováno podmínkou `if`. Pokud známe okamžiky, kdy zazněl zvukový signál (každé 2 minuty), lze jednoduše určit, kdy osoba tlačítko (snímač reakční doby) nestiskla.

4.3 GUI

Pro snadnou obsluhu a přehlednost zobrazených výsledků byly výše zmíněné algoritmy a postupy analýzy signálu převedeny do grafického prostředí Matlab GUI. Na obrázku 4.3 je zobrazeno okno po spuštění. V levém horním rohu jsou dvě tlačítka pro načtení, nejprve signálu s respirační křivkou (`mereni_X.mat`) a poté k němu příslušící signál s odezvou na zvukové podněty (`mereni_X_odezva.mat`).

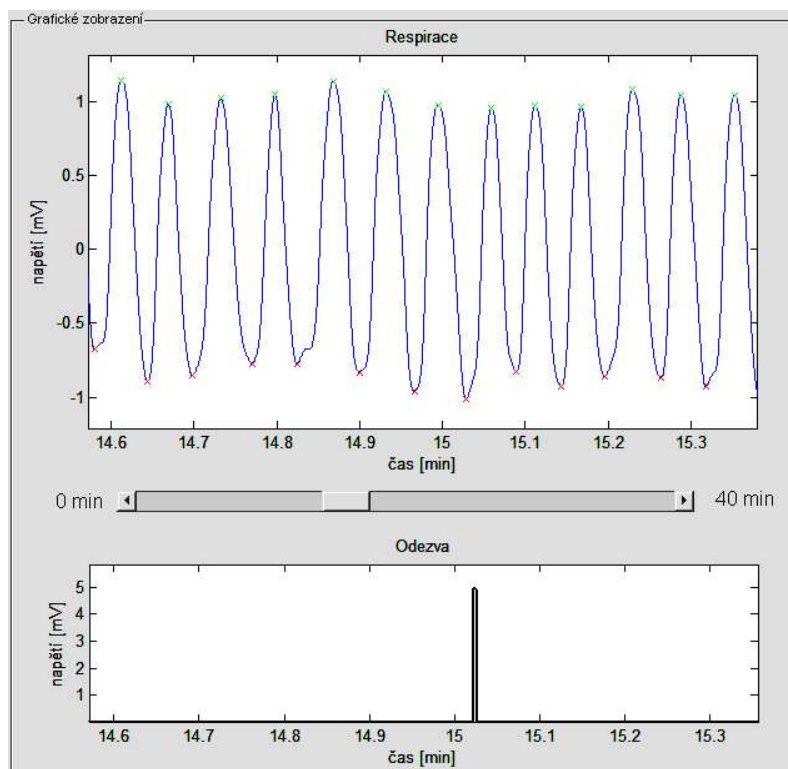


Obr. 4.3: Programové okno při spuštění

Názvy načtených souborů se posléze vypíší do příslušných textových oken. Pokud uživatel nezvolí žádný soubor, objeví se chybová hláška. Po stisku tlačítka ‚Analyzovat signál‘ se v pravé části programového okna zobrazí dva grafy. V horním je zobrazena respirační křivka s detekovanými inspiračními maximy (zelený křížek) a expiračními minimy (červený křížek). V dolním menším grafu je zobrazena odezva, tedy okamžiky, kdy osoba stiskla snímač reakční doby. Posuvníkem, který ovládá oba grafy zároveň, je možné prohlížet po vymezeném úseku celý 40-ti minutový záznam. V dolním grafu je začátek signálu zpožděn o 3 minuty, tedy úvodní čas ve kterém se při měření na dobrovolníkovi provádí kontrolní sekvence se střídáním zavřených a otevřených očí a měření odezvy není zapnuto. Tímto jsou na obou grafech časy přesně zarovnány a uživatel může vidět jak se měnil dechový signál a reakce měřené osoby. V samostatném okně je pak vyobrazen celkový náhled na celých 40 minut záznamu. V horní části je to respirační křivka, pod kterou je navíc zobrazena světle modrá úsečka znázorňující úseky spánku. V dolní části je zobrazen signál s odezvou na akustický signál. Světle modrá úsečka koresponduje s časy, kdy nebylo stisknuto

tlačítko. Doplňuje vizuálně záznam respirace pro snadnější rozeznání period spánku.

V levé části okna je tabulka s údaji o frekvenci, amplitudě, době inspira, době expira a poměru doby inspira ku expira v jednotlivých časových úsecích měření. Jak již bylo zmíněno, všechny hodnoty jsou průměrnými hodnotami v daných časových úsecích. Na závěr pak v levém dolním rohu je uživateli zobrazeno, kdy měřená osoba nereagovala na zvukový signál stiskem snímače reakční doby. Vyjádřeno dvěma krajními časy t_1 a t_2 .

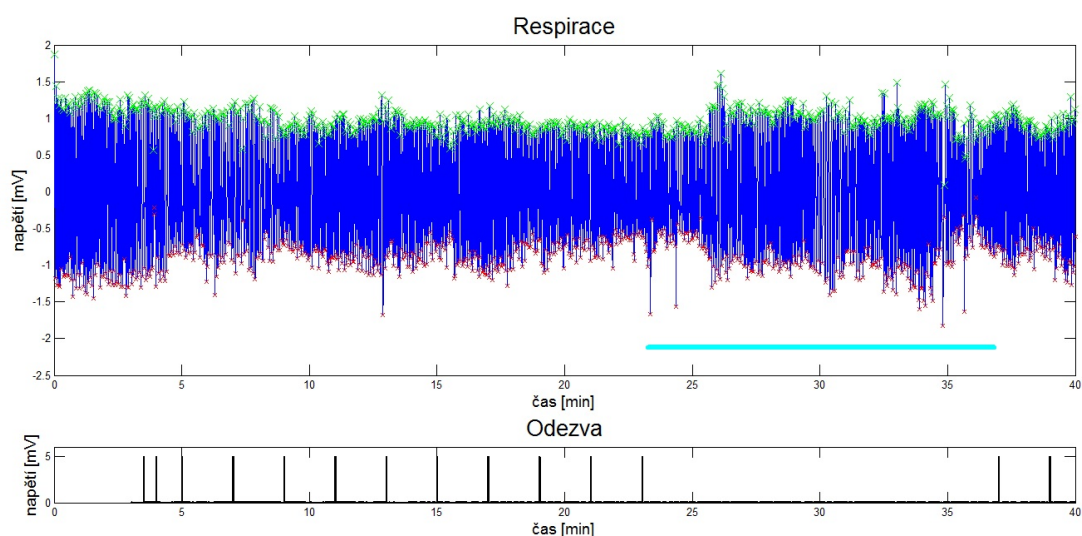


Obr. 4.4: Programové okno (grafická část) po analýze signálů

Dýchové parametry					
Časový úsek [min]	Frekvence [min ⁻¹]	Amplituda [mV]	Doba inspira [s]	Doba expira [s]	Poměr insp. / exp. [-]
0 - 5	16.6	1.17747	1.82484	1.83614	0.993845
5 - 10	15.4	0.990073	2.03922	1.85158	1.10134
10 - 15	18	0.939939	1.41247	1.87698	0.752522
15 - 20	19	0.90294	1.36015	1.81785	0.748217
20 - 25	17.8	0.845506	1.45782	1.92537	0.757163
25 - 30	16.2	1.06237	1.65852	2.02758	0.817979
30 - 35	16.8	1.03014	1.44876	2.111	0.686292
35 - 40	19	0.919087	1.37469	1.76223	0.780087

Odezva	
Mezi těmito časovými úseky nebyla zaznamenána reakce na akustický signál:	
t_1 [min]	t_2 [min]
23	37

Obr. 4.5: Programové okno (vypočtené parametry) po analýze signálů



Obr. 4.6: Celý záznam se světle modrou úsečkou znázorňující úseky spánku

Jelikož délky vektorů, ve kterých jsou uložena detekovaná maxima/minima nejsou vždy stejné, je potřeba pro navazující výpočty delší vektor zkrátit, což může způsobit zkreslení průměrných hodnot v posledním pětiminutovém úseku. Taktéž v případě dob inspirií a expirací jsou z důvodu výpočetního algoritmu oba vektory o hodnotu 1

kratší (`for i = 1:(length(polohy_max)-1)`). Následně je tedy nutné v případě výpočtu průměrných hodnot parametrů počítat pouze s touto délkou vektoru, která je o 1 prvek kratší než délka vektorů pro maxima a minima (`elseif (polohy_max(i) > 35) && (polohy_max(i) < 40) && i<=length(t_exsp)`)).

5 STATISTICKÉ ZHODNOCENÍ

K záznamu respirace při poklesu úrovně bdělosti se dostavilo celkem 16 osob. Všichni dobrovolníci byly osoby ve věku 21–23 let, nekuřáci a bez zdravotních komplikací. Měření podstoupili dobrovolně. Nakonec z důvodu různých technických problémů se systémem Biopac a také kvůli počátečním nestandardním měřením bylo 6 záznamů vyřazeno ze zpracování a ke statistické analýze bylo možné použít pouze 10 měření (4 ženy a 6 mužů).

číslo měření	pohlaví	usnutí	nestisknutí tlačítka
1	žena	ANO	ANO
2	muž	ANO	ANO
3	muž	ANO	ANO
4	žena	NE	NE
5	muž	ANO	ANO
6	muž	NE	NE
7	muž	ANO	ANO
8	žena	ANO	ANO
9	muž	ANO	ANO
10	žena	ANO	ANO

Tab. 5.1: Měřené osoby

5.1 T-test

Statistické hodnocení dat bylo provedeno pomocí programu Statistica. V případě t-testů byla pak ještě provedena jednoduchá kontrola programem Matlab.

Pro statistickou analýzu použiji parametrický dvouvýběrový test, jelikož jsou známy předpoklady o rozložení vstupních dat a budou vždy srovnávány dvě skupiny dat (v bdělosti a spánku). Budu srovnávat postupně průměry dvou skupin, proto je vhodné použít párový t-test. Je zde předpokládána vazba mezi oběma skupinami

dat, kterou je nutno ověřit. Oboustranné testování provedeno na hladině významnosti $\alpha = 0,05$.

Za nulovou hypotézu H_0 беру, že není statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami během bdělosti a následně během lehkého NREM spánku. Alternativní hypotéza H_A pak vyjadřuje, že existuje statisticky signifikantní rozdíl mezi hodnotami v bdělosti a lehkého NREM spánku.

Hodnoty z období bdělosti jsou vybrány pro všechny dobrovolníky shodně z období 5. – 10. minuty. Je to ze začátku měření, tedy dobrovolník by opravdu ještě měl být v bdělostním stavu a je to dostatečně dlouhá doba na to, aby se eliminovaly případné nestandardní hodnoty způsobené stresem z měření (neznámé prostředí k usínání) apod. Dle výsledků analýzy v tomto časovém úseku opravdu u žádné osoby nedošlo ke spánku. Hodnoty pro spánkový úsek pak byly vybrány na základě výsledků analýzy signálu s odezvou na zvukový podnět. V programu to jsou jednak číselné údaje, kdy nedošlo ke stisku tlačítka a také z toho odvozené grafické zobrazení v respiračním grafu.

měření	minuta	$f[\text{min}^{-1}]$	$A[\text{mV}]$	$t_{\text{insp}}[\text{s}]$	$t_{\text{exp}}[\text{s}]$	$t_{\text{insp}}/t_{\text{exp}}[-]$
1	5-10	11,00	0,83	2,68	2,81	0,96
2	5-10	16,00	1,02	1,74	2,02	0,86
3	5-10	15,20	1,06	2,09	1,85	1,13
4	5-10	12,40	1,06	1,77	3,11	0,57
5	5-10	14,40	1,02	1,92	2,24	0,86
6	5-10	16,00	0,82	1,60	2,14	0,75
7	5-10	11,60	1,19	2,89	2,30	1,26
8	5-10	15,40	0,99	2,04	1,85	1,10
9	5-10	13,80	0,81	1,89	2,49	0,76
10	5-10	12,60	0,58	2,86	1,93	1,48

Tab. 5.2: Naměřené hodnoty parametrů – období bdělosti

měření	minuta	$f[\text{min}^{-1}]$	$A[\text{mV}]$	$t_{\text{insp}}[\text{s}]$	$t_{\text{exp}}[\text{s}]$	$t_{\text{insp}}/t_{\text{exp}}[-]$
1	35-40	11,80	0,37	2,54	2,48	1,02
2	15-20	21,00	0,68	1,43	1,41	1,01
3	25-30	14,80	1,10	2,21	1,86	1,19
4						
5	35-40	16,40	1,05	1,86	1,73	1,07
6						
7	25-30	10,80	1,12	3,14	2,46	1,28
8	30-35	16,80	1,03	1,45	2,11	0,69
9	20-25	13,20	0,99	1,69	2,89	0,58
10	25-30	14,40	0,80	2,54	1,67	1,52

Tab. 5.3: Naměřené hodnoty parametrů – období spánku

U měření číslo 4 a 6 byly zaznamenány reakce na zvukový podnět ve všech časových okamžicích, z čehož vyplývá, že daná osoba neusnula. V tabulce tedy nejsou uvedeny hodnoty a pro statistické hodnocení tato dvě měření nejsou v případě spánkových parametrů použita.

Po provedení jednotlivých t-testů, kdy jsem srovnával vždy konkrétní parametr v období spánku a bdělosti, mohu konstatovat, že nulovou hypotézu nezamítáme ani v jednom případě. Jinými slovy, dechové parametry, které jsem během měření analyzoval, nevykazují statisticky významný rozdíl mezi obdobími lehkého NREM spánku a bdělosti.

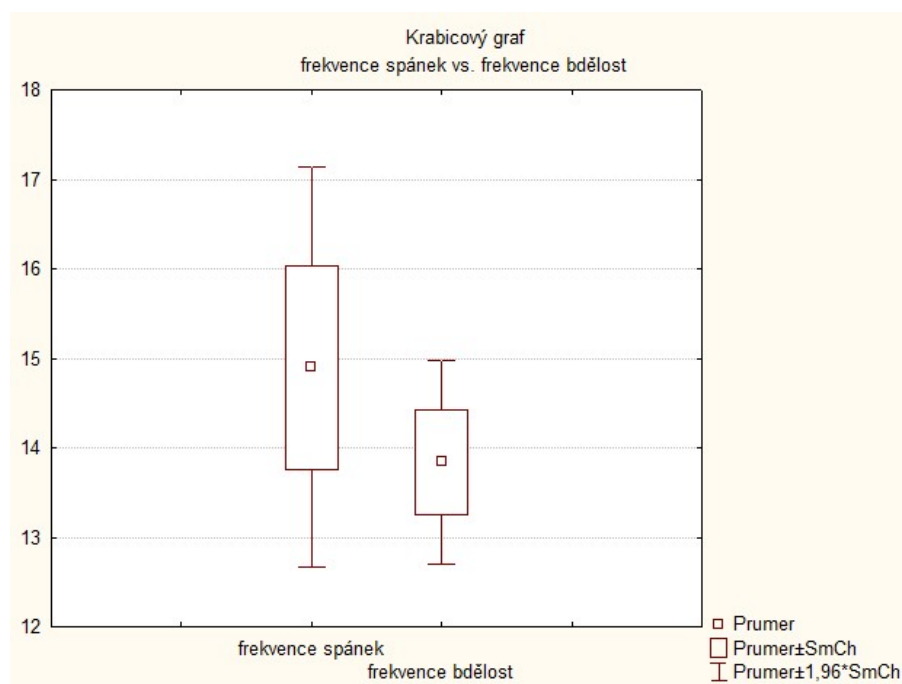
Průměr f (spánek)	Směr. Odch. (spánek)	Průměr f (bdělost)	Směr. Odch. (bdělost)	Hodnota t	Stupeň volnosti	p
14,90	3,22	13,84	1,84	0,88	16	0,39

Tab. 5.4: Výsledky t-testu pro frekvenci spánek vs. bdělost

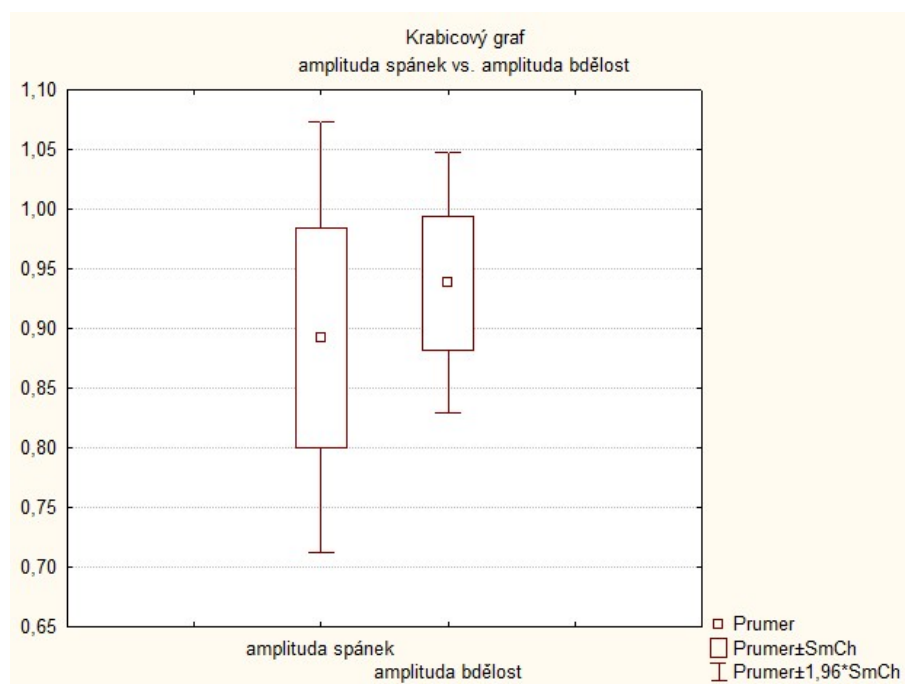
Hodnota t je nižší než kritická hodnota $t_{1-\frac{\alpha}{2}} = 2,12$, proto nelze zamítnout nulovou hypotézu, která v tomto případě zní, že je statisticky významný rozdíl mezi frekvencí dýchání v období bdělosti a spánku. Jinak lze statistický výsledek také

vyjádřit pomocí hodnoty p . Požadovaná hladina významnosti $\alpha = 0,05$ je v tomto případě významně nižší než p -hodnota ($p = 0,39$), při které by bylo možné H_0 zamítnout. Obdobně vysoké p -hodnoty byly určeny i u všech ostatních parametrů. Zvýšení hladiny významnosti na hodnoty kolem $\alpha = 0,4$ by vedlo pouze k tomu, že bychom zamítli nulovou hypotézu s tím, že rozdílnost ve sledovaných parametrech je s velmi vysokou pravděpodobností náhodná.

Pokud si nechám vykreslit krabicové grafy (5.1, 5.2) pro jednotlivé parametry, lze jasně vidět, že u parametrů ve spánku je velký rozptyl. To má za následek, že výsledek není statisticky významný. Součin frekvence a amplitudy, který nepřímo ukazuje zda se hodnota minutové ventilace zmenšuje či zvětšuje, vyšel s průměrnou hodnotou $13,3[\text{min}^{-1} \cdot \text{mV}]$ pro spánek a $13,0[\text{min}^{-1} \cdot \text{mV}]$ pro bdělost.



Obr. 5.1: Krabicový graf frekvencí ve spánku a bdělosti



Obr. 5.2: Krabicový graf amplitud ve spánku a bdělosti

5.2 Korelace

Předchozí testování neprokázalo žádnou statisticky významnou spojitost mezi daty. Pokusil jsem se tedy ještě provést korelační analýzu, zda není mezi některými parametry vztah.

	Průměry	Směr. odch.	f	A	t_{insp}	t_{exp}	t_{insp}/t_{exp}
f	14,90	3,22	1,00	-0,04	-0,79	-0,75	-0,17
A	0,89	0,26	-0,04	1,00	-0,03	0,04	-0,05
t_{insp}	2,11	0,61	-0,79	-0,03	1,00	0,26	0,69
t_{exp}	2,08	0,50	-0,75	0,04	0,26	1,00	-0,49
$t_{insp} : t_{exp}$	1,05	0,30	-0,17	-0,05	0,69	-0,49	1,00

Tab. 5.5: Korelační matice pro dechové parametry ve spánku

Z tabulky 5.5 vyplývá, že je vztah mezi frekvencí a dobami inspira i expira. To samé platí i pro dechové parametry v bdělosti. Je celkem logické, že se zvyšující

se frekvencí dechových cyklů musí docházet ke zkracování nádechů a výdechů. V tabulce hodnot z protředí GUI taktéž provedu kontrolu součtu t_{insp} a t_{exp} , zda tyto hodnoty odpovídají dechové frekvenci v daném časovém úseku ($f = \frac{60}{t_{insp} + t_{exp}}$).

Dále jsem provedl korelaci jednotlivých parametrů v rámci všech deseti měření. Ani v tomto případě se neprokázala žádná nová spojitost hodnot. Projevil se opět pouze zřejmý vztah mezi dobou inspira (expira) s poměrem doby inspira a expira. Pokud roste doba inspira, tak poměr t_{insp}/t_{exp} se zvyšuje a naopak. Pokud roste doba expira, tak poměr t_{insp}/t_{exp} klesá a naopak.

6 ZÁVĚR

Bylo provedeno měření na 16 dobrovolnících pro vytvoření statisticky významné skupiny. Vzhledem k menším obtížím se systémem Biopac a úpravám v měřicím protokolu bylo možné použít pouze 10 měření (6 měření muselo být z analýzy vyřazeno). Při měření vyvstalo několik problémů. Hlavním problémem byl záznam reakční doby, kdy původní nastavení bylo pro dobrovolníka velmi rušivé a znemožňovalo navození spánkového stavu. Interval mezi jednotlivými zvukovými signály byl změněn z původních pěti sekund na dvě minuty.

Je zřejmé, že hodnocení dechových parametrů z období spánku pomocí průměrných hodnot není zcela přesné. Použití průměrných hodnot je však také podmíněno ne vždy úspěšnou detekcí minim/maxim v těchto časových úsecích.

Vizuálně je možné u většiny respiračních záznamů rozpoznat úseky spánku (4.2). Jde o úseky s náhlou změnou amplitudy dechových cyklů. Celkově však hodnoty nevyšly statisticky významné vzhledem k tomu, že u některých osob došlo k poklesu, u jiných k nárůstu amplitudy. Dle [8] je frekvence v NREM spánku pomalejší. Zpomalené dýchání se projevuje jako varovný signál nastupující únavy například při řízení motorového vozidla. Ze statistické analýzy provedené na 10 dobrovolnících se mi však toto nepodařilo potvrdit. Naopak průměrná naměřená hodnota u frekvence ve spánku byla vyšší $14,9[\text{min}^{-1}]$ než při bdělosti $13,8[\text{min}^{-1}]$. U zbývajících dechových parametrů (t_{insp} , t_{exp} , t_{insp}/t_{exp}) mohu konstatovat, že na základě námi provedených měření není statisticky významný rozdíl mezi obdobím lehkého NREM spánku a bdělosti. Nepřímo odvozená minutová ventilace pomocí součinu frekvence a amplitudy taktéž nepotvrdila žádnou změnu.

V případě praktického využití mimo laboratorní podmínky je vhodnější užití impedančního měření. Užití piezoelektrického pásu se ukazuje jako vhodné pro laboratorní podmínky, kdy je minimální pohyb probanda. Hodnocení dechových parametrů pro případný výskyt mikrosněného [9] se mi jeví na základě našich měření možné pouze jako doplňkové, zejména k záznamu EEG a očních pohybů.

Dle cirkadiálního rytmu (2.3) by bylo nejideálnější provádět toto měření v nočních hodinách, kdy je člověk fyziologicky připraven ke spánku. Nemuseli bychom

žádat dobrovolníky o kratší dobu spánku noc před měřením a tím bychom také eliminovali možné odchylky ve snímaných parametrech, kdy dobrovolník musí narušit svůj běžný denní rytmus. Proto také běžná spánková polysomnografická měření probíhají přes noc, pro co nejvěrnější simulaci běžných podmínek a co nejmenší zásah do fyziologického rytmu pacienta. V našem případě však musíme využít možností školních laboratoří a měření provádět v denních hodinách. Zde bych viděl také možný zdroj nepřesnosti, kdy měření nebyla prováděna vždy ve stejnou denní dobu. Využili jsme alespoň výsledků studie [15], kde bylo pozorováno větší kolísání bdělosti v dopoledních hodinách a podle toho se snažili také zvát naše dobrovolníky k měření.

V případě, že u osoby nastala delší spánková fáze, byly hodnoty parametrů pro statistickou analýzu brány z prostřední části tohoto časového úseku. U osob, kde byla spánková fáze krátkého charakteru, nastává problém, kdy pětiminutový interval označený jako spánkový, je ohraničen z obou stran stiskem snímače reakční doby, tudíž je zde předpoklad, že osoba nespala celý časový úsek a mohou zde nastat nepřesnosti v hodnotících parametrech. Vzhledem k protokolu měření, konkrétně interval zvukové signalizace, však tuto skutečnost není možné úplně eliminovat. Ohledně celkové délky záznamu by nejspíše bylo vhodné měřit po delší dobu, než námi zvolených 40 minut. Dá se očekávat větší pravděpodobnost výskytu úseků spánku a tím také více dat vhodných pro pozdější statistickou analýzu.

Pokud jde o programovou část, bylo by jej možné ještě vylepšit z hlediska úspěšnější detekce minim/maxim. Zejména pokud se jedná o problematické úseky spánku. Dále pro snadnější práci s výstupními daty by bylo vhodné nastavit ukládání hodnot do tabulky (databáze), s možností exportu pro pozdější snadnější statistickou analýzu.

7 LITERATURA

- [1] WEST, J. B. *Respiratory physiology: the essentials*. 8th edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2008. 186 s. ISBN 978-0-7817-7206-8.
- [2] NAVRÁTIL, L.; et al. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [3] WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie pro bakalářské studijní programy*. Brno: MU, 2005. 3. vydání, 115 s. ISBN 80-210-2837-8.
- [4] PFLANZER, R.; et al. *Biopac Student Lab Manual, Lesson 8, Respiratory cycle I*. Biopac systems, Inc.
- [5] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: ACADEMIA, 2006. 1. vydání, 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [6] SCHÄFER, T. Physiology of breathing during sleep. *Prog Respir Res. Basel, Karger*. 2006. vol 35, s. 21–28.
- [7] KOLÁŘ, R. *Lékařská diagnostická technika*. Brno. 2006. 92 s.
- [8] NEVŠÍMALOVÁ, S.; ŠONKA, K. *Poruchy spánku a bdění*. 2., dopl. a přepr. vyd. Praha : Galén, 2007. 345 s. ISBN 9788072625000.
- [9] TICHÝ, T.; et al. *Detekce snižování bdělosti lidského činitele*. Praha, 2000. 9 s.
- [10] FABER, J.; et al. Spánek za volantem? *České pracovní lékařství*. 2005. číslo 4. s. 203-206.
- [11] QUAN, S. F.; et al. Short-Term Variability of Respiration and Sleep During Unattended Nonlaboratory Polysomnography – The Sleep Heart Health Study. *SLEEP*. 2002. vol 25, 7s.
- [12] PARMEGGIANI, P. L.; VELLUTI, R. A. *Physiologic Nature Of Sleep*. Imperial College Press, 2005. 660 s. ISBN 9781860947186.
- [13] KRISHNA, J.; SANS-CAPDEVILA, O.; GOZAL, D. Sleep studies: Which technologies? *Paediatric Respiratory Reviews*. 2006. 7S, s. 202–205.

- [14] DOUGLAS N. J.; WHITE D. P.; PICKETT C. K.; et al. Respiration during sleep in normal man. *Thorax*. 1982. vol 37, s. 840–844.
- [15] MATOUŠEK, M. Rytmičké změny bdělosti při normální denní aktivitě. *Psychiatrie*. 2000. číslo 1, s. 3–7.
- [16] ŠKOPEK, J. *Dýchání a hyperventilace* [online]. 2007, poslední aktualizace 9. 2. 2007 [cit. 27.11.2010]. Dostupné z URL: http://www.zsf.jcu.cz/struktura/katedry/kpo/manual-frvs/02_dychani_hyperventilace.pdf/view.
- [17] JELÍNEK, J.; ZICHÁČEK, V. *Biologie pro střední školy gymnazijního typu*. Fin Publishing, 1996. 415s. ISBN 80-86002-01-2.
- [18] JANČÍK, J.; ZÁVODNÁ, E.; NOVOTNÁ, M. *Fyziologie tělesné zátěže – vybrané kapitoly* [online]. 2006, [cit. 3.12.2010]. Dostupné z URL: <http://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyzio/texty/ch05s02.html>.
- [19] IBER, C.; et al. *The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology, and technical specification*. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine. 2007.